

ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский государственный университет»

Медицинский факультет

Кафедра оториноларингологии и офтальмологии

Допущен к защите  
Заведующий кафедрой  
д.м.н., проф. Накатис Я.А.  
«\_\_»\_\_\_\_\_2020 г.

## **ДИПЛОМНАЯ РАБОТА**

на тему: Оптимизация константы для расчёта интраокулярных линз при  
факоэмульсификации

Выполнила:  
студентка 607 группы  
Черепкова Виктория Александровна

Научный руководитель:  
к.м.н., доц. Пирогов Юрий Иванович

Санкт-Петербург

2020 год

## Оглавление

Перечень условных обозначений и символов.....	4
Введение.....	5
Глава 1. Обзор литературы.....	10
1.1. Классификация ИОЛ.....	10
1.2. Линзы «семейства» Lentis.....	17
1.3. Расчёт оптической силы ИОЛ.....	18
Глава 2. Материалы и методы исследования.....	23
Глава 3. Результаты собственных исследований.....	25
3.1. Анализ зависимости А-константы и ошибки расчёта от модели имплантированной интраокулярной линзы.....	25
3.2. Анализ зависимости биометрических и рефракционных параметров глаза от значений показателей оптимизированной А-константы.....	26
3.3. Оптимизация значений А-констант по данным биометрических и рефракционных показателей глаза .....	33
3.3.1. Изучение средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей оптической силы роговицы и горизонтального диаметра роговицы .....	34
3.3.2. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний оптической силы роговицы и длины переднезадней оси глаза.....	36
3.3.3. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза.....	39
3.3.4. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей оптической силы роговицы,	

горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза.....	41
3.3.5. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и оптической силы роговицы.....	44
3.3.6. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и длины переднезадней оси глаза.....	47
3.3.7. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и горизонтального диаметра роговицы.....	49
3.3.8. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и оптической силы роговицы.....	51
3.3.9. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и длины переднезадней оси глаза.....	54
3.3.10. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и горизонтального диаметра роговицы.....	56
Заключение.....	59
Выводы.....	61
Список литературы.....	62

## **Перечень условных обозначений и символов**

ACD (anterior chamber depth) – глубина передней камеры

ACD+LLT – суммарный показатель глубины передней камеры и толщины хрусталика, измеренный при помощи оптической биометрии

ACD+ULT – суммарный показатель глубины передней камеры и толщины хрусталика, измеренный при помощи ультразвуковой биометрии

AL (axial length) – длина переднезадней оси глаза

LT (lens thickness) – толщина хрусталика

LLT – толщина хрусталика, измеренная при помощи оптической биометрии

ULT – толщина хрусталика, измеренная при помощи ультразвуковой биометрии

W-t-W (white-to-white) – горизонтальный диаметр роговицы

ИОЛ – интраокулярная линза

ПЗО – длина переднезадней оси глаза

ПММА – полиметилметакрилат

ЭПЛ – эффективная позиция интраокулярной линзы

## **Введение**

### **Актуальность проблемы**

Катаракта - заболевание глаза, основной признак которого - различной степени выраженности стойкие помутнения вещества или капсулы хрусталика, сопровождающиеся понижением остроты зрения [1].

Катаракта — наиболее частая причина предотвратимой слепоты как в развитых, так и в развивающихся странах. По данным ВОЗ, в мире насчитывают 20 млн слепых вследствие катаракты. В возрасте 60 лет и старше катаракту диагностируют у 60-90% населения. Пациенты с катарактой составляют до трети лиц, госпитализируемых в глазные стационары, на их долю приходится 35-40% всех операций, выполняемых офтальмохирургами [1].

В Российской Федерации общая заболеваемость катарактой по данным обращаемости в 2017 году составила 1715,4 на 100 000 всего населения (в абсолютных числах 2 518 324 человека). При этом первичная заболеваемость всего населения составила 244,7 на 100 000 населения в год, а первичная заболеваемость населения старше трудоспособного возраста – 683,9 на 100 000 населения в год [2, 3, 4]. В нозологической структуре первичной инвалидности вследствие глазной заболеваемости больные катарактой занимают третье место (18,9%) после больных с последствиями травм органа зрения (22,8%) и глаукомой (21,6%) [1].

К наиболее распространенным индивидуальным факторам риска развития катаракты относят сахарный диабет, курение табака, длительное местное или системное применение кортикостероидов, предшествующую внутриглазную хирургию [5].

Симптомная катаракта – хирургическое заболевание. Приём поливитаминов и минеральных добавок не продемонстрировали

достоверного эффекта в отношении профилактики и лечения катаракты [5, 6, 7]. В настоящее время не разработаны фармакологические методы лечения, позволяющие устранить катаракту или замедлить её развитие [5, 6]. Действенность инстилляций препаратов, содержащих комплексы микроэлементов и антиоксидантов, которые проводили с целью профилактики развития и прогрессирования катаракты, до сих пор достоверно не подтверждена с использованием методов доказательной медицины, соответствующих мировым стандартам [5]. Возможно снижение риска развития или прогрессирования катаракты при помощи воздействия на факторы риска, например, путём отказа от курения или улучшения контроля сахарного диабета [6]. Единственным действенным способом лечения катаракты является хирургическое вмешательство, которое заключается в замене помутневшего хрусталика на искусственный. Среди многообразия хирургических операций наибольшее распространение получила ультразвуковая факоэмульсификация, реже выполняются экстра- и интракапсулярная экстракция катаракты [5].

Показание к хирургическому лечению катаракты — снижение остроты зрения, приводящее к ограничению трудоспособности и дискомфорту в обычной жизни. При микрохирургических технологиях степень зрелости катаракты не имеет значения в определении показаний к ее удалению [1]. В практической деятельности для определения показаний к оперативному лечению офтальмологи чаще всего ориентируются на степень снижения остроты зрения, которая оценивается путём визометрии с определением остроты зрения с коррекцией. При этом настоящий этап развития хирургических технологий обосновывает целесообразность введения в клиническую практику условного порога, равного утрате центрального зрения до уровня 0,5 с коррекцией [5].

Отсутствие универсального подхода ко всем группам пациентов требует от хирурга глубоких знаний, тщательного планирования и внимания к деталям [8].

Операция катаракты, благодаря совершенствованию технологии ее исполнения и повышения точности расчета ИОЛ, практически приближается по предсказуемости результата к лазерной коррекции зрения и становится, по сути, рефракционной. Постоянно идет поиск новых формул, точность которых повышается. Однако, на сегодняшний день нет универсальной формулы для любых «типов глаз», что заставляет продолжать пути оптимизации способов расчета ИОЛ.

Представляется, что дальнейшее повышение точности расчета ИОЛ возможно за счет нескольких ресурсов: включения в формулы ряда новых биометрических и оптических параметров глаза, использования новых приборов, способных вычислять трассировку лучей, а также методик, точнее определяющих эффективное положение ИОЛ в глазу.

У каждого хирурга есть свой алгоритм расчёта оптической силы ИОЛ, но многообразие этих уникальных методик можно сгруппировать следующим образом:

- использование тех формул, которые дают более точные результаты при соответствующих типах глаз (например, «длинных» или «коротких»);
- применение во всех случаях сразу нескольких формул и вычисление среднего значения;
- расчет по одной избранной формуле с перепроверкой по другой, более подходящей «типу глаза» в нестандартных случаях;
- расчет по одной избранной формуле с применением поправочных коэффициентов, «хирургического фактора» или оптимизированных А-констант.

Способ оптимизации констант в целом представляет собой следующий алгоритм: после выполнения определенного количества операций с имплантацией ИОЛ какой-то одной модели ретроспективно вычисляется то ее значение, при котором ошибка расчета оказалась бы наиболее близкой к нулю. Такой алгоритм является весьма упрощенным, но распространен и даже общепринят. В частности, известен общедоступный ресурс [ulib.de](http://ulib.de), на котором можно найти оптимизированные А-константы для формулы SRK/T (или другие показатели, используемые в иных формулах расчета) для большинства типов ИОЛ. Недостатком этого метода является отсутствие индивидуального подхода при расчете ИОЛ для различных «типов глаз», что напоминает пресловутую «среднюю температуру по больнице». Значительно точнее можно рассчитать ИОЛ, если использовать в формулах различные константы для глаз, существенно отличающихся от среднестатистической нормы по своим оптическим характеристикам. По мере накопления материала из общего массива пациентов формируются группы со схожими параметрами, что даёт возможность вычислить А-константу для каждой из них. Не исключено, что таким путем идут многие авторы, чьи формулы (4-го поколения) можно использовать для расчета на различных общедоступных или частных ресурсах (Barrett, Holladay II). Удобство этих программ заключается в понятном пользовательском интерфейсе и скорости, а недостатком все же следует признать наличие ошибок у определенного числа больных в каждой из них, вследствие чего отсутствие универсальной методики расчета.

### **Цель работы:**

Вычислить наиболее оптимальное значение А-констант для повышения точности расчёта оптической силы интраокулярных линз Lentis Mplus, Lentis Comfort и Lentis Comfort Toric по формуле SRK/T в зависимости от оптических и биометрических параметров глаза.



### **Задачи:**

1. Провести сравнительную оценку точности расчёта оптической силы интраокулярных линз «семейства» Lentis (Lentis Mplus, Lentis Comfort и Lentis Comfort Toric) по формуле SRK/T при различных биометрических параметрах глаза.
2. Выявить, возможно ли влияние биометрических и рефракционных параметров глаза на ошибки расчета по указанной формуле, и какова его степень.
3. Произвести оптимизацию (ретроспективное уточнение значения А-константы при расчёте силы ИОЛ по формуле SRK/T), необходимую для более точного попадания в целевую рефракцию

### **Практическая значимость**

Определение оптимального значения А-константы для глаз с различными биометрическими параметрами у пациентов с запланированной факэмульсификацией катаракты позволит улучшить точность расчета ИОЛ, за счет чего снизить количество и степень рефракционных ошибок, повысить удовлетворённость пациентов результатом проведённого лечения.

## **Глава 1. Обзор литературы.**

Первая имплантация интраокулярной линзы человеку была проведена 29 ноября 1949 года (по некоторым уточненным данным, 10 февраля 1950 года) Гарольдом Ридли в больнице Святого Томаса в Лондоне. Двояковыпуклая ИОЛ была изготовлена из полиметилметакрилата, её диаметр составлял 8,35 мм, а центральная толщина – 2,44 мм [9, 11]. Поскольку расчеты переднезаднего размера ИОЛ, по-видимому, основывались на измерениях человеческого хрусталика и не учитывали разницу в показателях преломления белков хрусталика и ПММА, линза оказалась слишком толстой. В результате избыточной коррекции пациентке была создана миопическая рефракция, составившая более 14 диоптрий. Тем не менее, её острота зрения всё же повысилась до 20/60 [10].

Среди недостатков интраокулярных линз, предложенных Гарольдом Ридли, можно отметить частое развитие помутнения задней капсулы хрусталика после имплантации ИОЛ, описанное самим автором [8, 12]. Большой вес и недостаточная капсулярная фиксация способствовали вывихам ИОЛ в стекловидное тело, развитию коллапса передней камеры, глаукомы, увеита и атрофии радужки [8].

Гарольд Ридли продемонстрировал инновационный подход к коррекции афакии, однако несовершенство конструкции ИОЛ и методики её имплантации обуславливало большое количество послеоперационных осложнений. Это послужило толчком к разработке других моделей имплантируемых линз, повышению их качества.

### **1.1. Классификация ИОЛ**

#### **1. По расположению относительно структур глаза:**

- а) Афакичные линзы** используются для лечения катаракты.
- б) Факичные линзы** применяются в рефракционной хирургии.

## **2. По месту фиксации:**

**а) ИОЛ с фиксацией в углу передней камеры.** Преимуществом таких моделей ИОЛ по сравнению с ИОЛ Гарольда Ридли является профилактика дислокации за счёт надёжной фиксации в углу передней камеры [8]. Необходимым условием для имплантации переднекамерных ИОЛ является нормальная анатомия угла передней камеры и точное измерение диаметра роговицы [14, 15]. Большинство переднекамерных ИОЛ, предложенных в 50-е годы XX века R. Baron, J. Barraquer и другими авторами, вызывали рецессию угла передней камеры, атрофию радужки, развитие синдрома Эллингсона (глаукома, увеит, гифема) вследствие контакта жестких опорных элементов с задней поверхностью роговицы и механического давления гаптических элементов линзы на структуры угла передней камеры при большем размере ИОЛ относительно диаметра роговицы [13, 14, 15, 16, 17]. Возможно развитие рецидивирующего кистозного макулярного отёка (синдром Ирвина-Гасса) [14, 17, 18]. В случае малого размера ИОЛ относительно диаметра роговицы она приобретает ротационную подвижность, травмируя окружающие структуры глаза и вызывая быстро прогрессирующую эндотелиально-эпителиальную дистрофию роговицы [8, 14, 15, 16]. Для профилактики зрачкового блока при имплантации переднекамерных ИОЛ необходимо выполнение периферической иридэктомии [16].

**б) ИОЛ с фиксацией к капсуле хрусталика.** Наиболее физиологичное и безопасное расположение ИОЛ, ограничивающее контакт синтетического материала ИОЛ с реактивными структурами переднего отрезка глаза и обеспечивающее наилучший функциональный результат [8, 13, 14]. Внутрикапсулярная фиксация возможна при неповреждённой задней капсуле хрусталика [8]. В случае наличия структурно-функциональной недостаточности связочного аппарата хрусталика для обеспечения

стабильного положения ИОЛ в капсульном мешке используются капсульные кольца [19, 20, 21].

**с) ИОЛ с фиксацией к радужке.** В 1957 г Binkhorst разработал ирис-клипс линзу, которая имела четыре дужки: оптическая часть и передние дужки находились в одной плоскости, а две задние дужки – в другой плоскости. В 1968 С.Н. Федоров предложил собственную модификацию ирис-клипс линзы «Спутник» [14]. Такие модели ИОЛ иногда требовали дополнительной фиксации к радужной оболочке в области зрачка при помощи швов, металлических клипс или опорных элементов из-за возможности дислокации ИОЛ при расширении зрачка [8, 14]. Преимуществом ИОЛ с фиксацией к радужке считается отсутствие контакта со структурами угла передней камеры. С другой стороны, контакт с радужкой может приводить к дисперсии пигмента, пигментной глаукоме, увеиту, атрофии радужной оболочки, прорезыванию швов с последующей дислокацией ИОЛ в витреальную полость. Возможно развитие зрачкового блока, с целью профилактики которого производится периферическая иридэктомия. Хирургическая травма радужки может приводить к нарушению гематоофтальмического барьера, увеличивая риск экссудативно-воспалительной реакции, геморрагических осложнений [8, 14, 15, 16, 17, 18, 22, 23].

В настоящее время широко используют способ бесшовной фиксации ИОЛ к радужке. Ирис-кло ИОЛ (Iris Claw IOL) впервые была предложена J. Worst в 1970 г. Эта линза фиксируется к радужке на средней периферии, где она менее васкуляризирована и реактивна, путем захвата стромы гаптическими элементами. Для этого в дистальных концах ИОЛ предусмотрены щелевидные прорезы. Линзы такого типа можно размещать как в передней, так и в задней камере глаза. В случае имплантации в переднюю камеру возрастает риск развития буллёзной кератопатии. Для снижения частоты осложнений рекомендуется

использовать ретропуппилярную фиксацию ИОЛ [14, 15, 17, 21, 22, 23, 24].

**д) ИОЛ с фиксацией в зоне ресничной борозды.** Бесшовная фиксация ИОЛ в цилиарной борозде сохраняет диафрагмальную функцию зрачка и обеспечивает предсказуемый рефракционный результат, однако требует определённых анатомических параметров: среднее положение цилиарных отростков, диаметр окружности цилиарной борозды 11,78 мм, глубина задней камеры не менее 0,69 мм. Если размер ИОЛ слишком мал по отношению к диаметру ресничной борозды, может произойти децентрация линзы. С учётом риска дислокации ИОЛ может потребоваться фиксация полипропиленовыми швами одного или обоих опорных элементов к задней поверхности радужной оболочки или к склере, что влечёт за собой неизбежные риски развития хронического воспаления и дисперсии пигмента за счёт постоянного контакта с пигментной частью радужки, тканью цилиарного тела, повышает вероятность геморрагических осложнений, эндофтальмита, образования периферических передних синехий. При наложении трансклеральных швов макулярный отёк возникает с частотой от 6,7% до 42,9%. В отдалённом послеоперационном периоде может развиваться офтальмогипертензия. Дислокация ИОЛ с цилиарной фиксацией без склеральной фиксации происходит намного чаще, чем при размещении опорных элементов в склере. Тем не менее, имеются сообщения о повторной дислокации ИОЛ при использовании полипропилена 10-0 [14,16, 17, 22, 23, 25, 26].

**е) ИОЛ с фиксацией к склере.** Преимущество склеральной фиксации ИОЛ состоит в минимальном нарушении анатомо-топографических соотношений в глазу, а также в меньшей травматизации структур угла передней камеры, однако оперативное вмешательство при таком типе фиксации длительное и технически сложное, требует выполнения

передней витрэктомии. Наложение трансклеральных швов нередко сопровождается геморрагическими осложнениями (в том числе и в позднем послеоперационном периоде), хроническим воспалением, дисперсией пигмента, выпадением стекловидного тела, персистирующим кистозным макулярным отёком, отслойкой сетчатки. Могут возникать наклон ИОЛ, эрозии конъюнктивы, склеромалация, офтальмогипертензия, а также прорезывание швов через конъюнктиву, которое может привести к развитию эндофтальмита. Частота развития гемофтальма при трансклеральной фиксации ИОЛ достигает 25%. Бесшовная фиксация может быть достигнута путём использования фибринового клея или создания склеральных тоннелей [14, 16, 17, 22, 23].

### **3. По дизайну линзы [27]:**

- a) Моноблочные;
- b) Мультикомпонентные.

### **4. По конфигурации гаптических элементов [8, 27]:**

- a) ИОЛ с открытыми петлями;
- b) ИОЛ с плоскостной гаптикой.

### **5. По расположению гаптических элементов относительно оптической части [27]:**

- a) ИОЛ с ангулированной гаптикой;
- b) ИОЛ с неангулированной гаптикой.

### **6. По конструкции оптической части линзы:**

- a) **Сферические линзы** характеризуются одинаковой кривизной передней поверхности во всех зонах. При их имплантации возрастают

положительные сферические aberrации, что ухудшает функциональный результат [27].

- b) Асферические** линзы были разработаны для компенсации положительных сферических aberrаций роговицы и позволяют улучшить контрастную чувствительность по сравнению со сферическими ИОЛ [27, 28, 29];
- с) Торические** линзы применяются для коррекции роговичного астигматизма [30, 31]. При помощи имплантации торических ИОЛ возможна коррекция астигматизма до 4,5 дптр, при комбинации имплантации торической ИОЛ и выполнения роговичных послабляющих разрезов – до 7 дптр [30]. На артифактичных глазах возможна коррекция остаточного астигматизма путём имплантации добавочных торических ИОЛ с использованием методики piggyback [32].
- d) Монофокальные** ИОЛ фокусируют световой пучок в одной точке. Пациенты, которым имплантируют монофокальные ИОЛ, вынуждены дополнительно использовать очки, чаще всего для чтения [33]
- e) Мультифокальные** ИОЛ распределяют световой поток по двум или более фокусам, в результате чего на сетчатку одновременно проецируются изображения различных по удалённости объектов. Конструкция мультифокальных ИОЛ ставит проблему адаптации мозга к новому изображению на сетчатке, при этом сроки нейроадаптации индивидуальны и не всегда предсказуемы. Кроме того, описано снижение контрастной чувствительности и появление дисфотопсий после их имплантации [27, 33, 34].
- f) Аккомодирующие** ИОЛ могут выступать в качестве альтернативы мультифокальным линзам. Эти линзы характеризуются наличием подвижного соединения между оптической и гаптической частями. Принцип их работы заключается в усилении рефракции при сокращении цилиарной мышцы за счёт сдвига ИОЛ вдоль переднезадней оси и/или в результате повышения давления в витреальной полости. При их имплантации не происходит снижения контрастной чувствительности [27,

35]. Однако острота зрения на близких расстояниях может оказаться недостаточной, что требует дополнительной очковой коррекции [35].

- г) ИОЛ с расширенной глубиной фокуса** создают зону продлённого фокуса, вследствие чего формируется расширенный диапазон непрерывного зрения на разных расстояниях и повышается контрастная чувствительность. Такие ИОЛ чаще всего обеспечивают высокую остроту зрения на дальних и промежуточных дистанциях, однако есть описания имплантации ИОЛ Lentis Comfort с эмметропией в доминантном глазу и с целевой рефракцией -1,5 D в контралатеральном, при которой можно достичь высокого функционального результата на всех трёх дистанциях. Кроме того, по сравнению с мультифокальными линзами ИОЛ с расширенной глубиной фокуса характеризуются меньшей частотой развития дисфотопсий [36-39].

## **7. По наличию световых фильтров:**

### **а) Прозрачные;**

- б) ИОЛ с жёлтыми световыми фильтрами** позволяют защитить сетчатку от воздействия лучей ультрафиолетового спектра, не оказывая влияния на цветовосприятие и контрастную чувствительность [40].

## **8. По материалу:**

- а) ПММА** - инертный ригидный материал, используемый в основном для производства переднекамерных ИОЛ, ИОЛ с фиксацией к радужке, а также ИОЛ, имплантируемых в зону ресничной борозды [27].
- б) Силикон** – гибкий материал, используемый для производства мягких ИОЛ. Основным его недостатком является невозможность применения в производстве моноблочных линз с открытыми петлями и имплантации через микроразрезы [27].



- с) **Гидрогель** представляет собой гидрофильный акриловый материал, полимер гидроксиэтилметакрилата. Имеются сообщения о развитии кальцификации оптической поверхности гидрогелевых линз, точный механизм которой остаётся неясным [27].
- d) **Гидрофильный акрил** характеризуется высокой пластичностью, однако у пациентов, которым были имплантированы гидрофильные акриловые линзы, помутнение задней капсулы развивается быстрее, чем у пациентов с имплантированными гидрофобными акриловыми линзами и силиконовыми линзами [27].
- e) **Гидрофобный акрил** – один из наиболее популярных материалов, имеющий высокий показатель преломления [27]. Он характеризуется высокими адгезивными свойствами к капсуле хрусталика, что обеспечивает высокую ротационную устойчивость ИОЛ в капсульном мешке [41]. Формирование помутнений задней капсулы после имплантации ИОЛ из гидрофобного акрила развивается дольше, по сравнению с ИОЛ из гидрофильного акрила и гидрогеля [42].
- f) **Колламер** – запатентованный биосовместимый материал на основе гидроксиэтилметакрилата, содержащий поглощающий ультрафиолетовое излучение хромофор [27, 43].

## 1.2. Линзы «семейства» Lentis

В основе дизайна мультифокальных линз «семейства» Lentis лежит принцип ротационной асимметрии.

ИОЛ Lentis Mplus – мультифокальная линза, включающая две оптические зоны: верхний сегмент, предназначенный для зрения вдаль, плавно переходит в нижний встроенный сектор с аддидацией +3 D, обеспечивающий ближнее зрение. При такой конструкции свет, попадающий на границу зон, отделяется от оптической оси, благодаря чему предотвращается возникновение aberrаций. Каждая зона при этом

представляет собой, по сути, монофокальную линзу, благодаря чему на дальнем фокусе достигается большее освещение, что повышает контрастную чувствительность по сравнению с другими мультифокальными линзами и уменьшает количество дисфотопсий, улучшая качество изображения. Кроме того, таким образом обеспечивается независимость зрения от размеров зрачка. Конструкция линзы способствует повышению удовлетворенности пациентов и сокращению времени, необходимого для нейроадаптации [34, 44].

Lentis Comfort – ИОЛ с расширенной глубиной фокуса, которая также состоит из зоны для дальнего зрения и встроенного сектора с аддидацией, которая, в отличие от Mplus, составляет +1,5 D. Линза имеет те же преимущества, что и Mplus, но благодаря уменьшению аддидации обеспечивает лучшее промежуточное зрение и меньшее количество оптических побочных эффектов [34, 45].

Lentis Comfort Toric отличается от Lentis Comfort наличием цилиндрического компонента от +0,75 D до +5,25 D, что позволяет скорректировать астигматизм.

### 1.3. Расчёт оптической силы ИОЛ

В 1967 г. Фёдоров С.Н. с соавторами сформулировал первую в мире теоретическую формулу для расчета оптической силы ирис-клипс линз [46, 47, 48, 49].

Эта формула имеет следующий вид:

$$D_{IOL} = \frac{n - D_p \left( l - k + \frac{k}{n} \right)}{(l - k) \left( l - \frac{k \cdot D_p}{n} \right)},$$

где  $D_{IOL}$  – сила ИОЛ (в дптр);  $l$  – аксиальная длина глаза (в мм);  $D_p$  — средний показатель кератометрии (в дптр);  $k$  — глубина передней камеры (в мм);  $n$  — показатель преломления стекловидного тела и водянистой влаги,

равный 1,336. Глубина передней камеры (k) принималась равной высоте шаровидного сегмента, радиус которого соответствует радиусу кривизны роговицы (r, мм), а диаметр на 1 мм больше диаметра видимой части роговицы:

$$k = r - \sqrt{r^2 - \frac{d^2}{4}},$$

где d (мм) - диаметр видимой части роговицы + 1 мм [48, 49].

Положение главной плоскости ирис-клипс линз, для которых была разработана формула С.Н. Фёдорова, совпадает с плоскостью основания шарового сегмента, имеющего радиус кривизны роговой оболочки. При имплантации современных типов ИОЛ в капсульный мешок их положение смещается кзади вдоль оптической оси глаза, что приводит к необходимости увеличения оптической силы имплантируемой линзы для достижения расчетной рефракции [48].

Среди формул расчета оптической силы ИОЛ можно выделить точные оптические (теоретические), регрессионные (формулы 1 и 2 поколений) и смешанные формулы (3 и 4 поколений) [49].

### **Первое поколение**

Оптическая сила имплантируемой ИОЛ при расчёте по формулам первого поколения зависела от одной константы для прогнозирования послеоперационного положения ИОЛ, а также от результатов кератометрии и измерений осевой длины глаза [49, 50]. С началом применения заднекамерных ИОЛ стало необходимо также учитывать расстояние от роговицы до имплантата (глубина передней камеры, ACD). В 1980 году Sanders, Retzlaff и Kraff на основании регрессионного анализа большого количества имплантаций ИОЛ разработали формулу SRK:

$$P = A - (2,5 \times AL) - (0,9 \times K);$$

где  $P$  – оптическая сила ИОЛ (дптр),  $AL$  – длина переднезадней оси глаза (мм),  $K$  – средняя кривизна роговицы (дптр), а  $A$  – константа (без единиц измерения), теоретическое значение, которое связывает мощность линзы с аксиальной длиной глаза и кривизной роговицы. Она зависит от конструкции ИОЛ и ее предполагаемого положения внутри глаза. Значение константы  $A$  указывается производителем ИОЛ [8, 49, 51].

### **Второе поколение**

С течением времени авторы формулы SRK выяснили, что их регрессионная формула плохо работает на очень длинных и очень коротких глазах. Для повышения точности в 1988 году формула была изменена с учетом разных значений аксиальной длины глаза. Это дополнение известно как формула SRK II, в которой константа  $A$  зависит от переднезадней длины глаза:

Если  $AL < 21$  мм, то  $A1 = A + 3$

Если  $20 \text{ мм} < AL < 21 \text{ мм}$ , то  $A1 = A + 2$

Если  $21 \text{ мм} < AL < 22 \text{ мм}$ , то  $A1 = A + 1$

Если  $22 \text{ мм} < AL < 24,5 \text{ мм}$ , то  $A1 = A$

Если  $AL \geq 24,5$  мм, то  $A1 = A - 0,5$

Оптическая сила ИОЛ ( $P$ ) =  $A1 - 0,9 \times K - 2,5 \times AL$ . [8, 27, 52]

### **Третье поколение**

После 1988 года были разработаны три смешанные формулы: Holladay (1988), SRK/T (1990) и Hoffer Q (1993). Разработка смешанных формул производилась на основе теоретических формул с проведением регрессионного анализа для отдельных переменных. Во всех трех формулах

ЭПЛ вычисляется на основе значений аксиальной длины глаза и радиуса кривизны передней поверхности роговицы [49]. Однако в каждой формуле используется разная константа, специфичная для конкретной линзы. Для формулы Holladay это хирургический фактор (SF), представляющий собой расстояние между плоскостью радужной оболочки и главной оптической плоскостью ИОЛ, которое вычисляется при помощи анализа статистических данных результатов имплантации данного типа ИОЛ [8, 27, 49, 53]. Для формулы SRK/T это А-константа, характеризующая положение ИОЛ в глазу в зависимости от дизайна ее оптической и гаптической части, индивидуальной хирургической техники [8, 27, 49, 54]. Для формулы Hoffer Q такой константой является ACD (глубина передней камеры) [27, 55]. Хирургический фактор и А-константа связаны между собой формулой:

$$SF = A \times 0,5663 - 65,6.$$

В ещё одной смешанной формуле – формуле Barrett – для определения ЭПЛ используется понятие фактора линзы (LF), также взаимосвязанное со значением А-константы:  $LF = A \times 0,5825 - 67,6627$  [49].

#### **Четвертое поколение**

Оптическая сила ИОЛ, рассчитанная по формуле Naigis, зависит от радиуса кривизны роговицы в мм, глубины передней камеры и длины переднезадней оси глаза [56]. В формуле используются три различные константы ( $a_0$ ,  $a_1$  и  $a_2$ ) для определения расположения и формы прогностической кривой [46]. При этом константа  $a_0$  аналогична константам из формул третьего поколения,  $a_1$  связана с измерением глубины передней камеры, а  $a_2$  – с аксиальной длиной глаза [57].

В конце 1990-х годов в программное обеспечение Holladay IOL Consultant была внесена формула Holladay II с целью улучшения предсказуемости рефракционного результата путём добавления дополнительных биометрических параметров: горизонтального диаметра

роговицы, глубины передней камеры, толщины хрусталика, возраста пациента, предоперационной рефракции, кривизны роговицы и длины переднезадней оси глаза. Эта формула может быть более точной в нетипичных глазах, например, подвергавшихся рефракционным операциям [8, 57, 58]. Формула Holladay II никогда не публиковалась и доступна только как часть программного обеспечения Holladay IOL Consultant (HIC) [56].

Формулы расчёта оптической силы ИОЛ третьего и четвёртого поколений позволяют добиться максимально точных рефракционных результатов у ранее не оперированных пациентов: в пределах  $\pm 0,5$  дптр в 71% и  $\pm 1,0$  дптр в 93% случаев [31, 49].

## Глава 2. Материалы и методы исследования

Настоящее исследование проводилось на базе офтальмологического отделения Медицинского центра «Адмиралтейские верфи» (г. Санкт-Петербург).

Был проведён ретроспективный анализ результатов внутрикапсульной имплантации интраокулярных линз после факоэмульсификации катаракты среди 34 пациентов (49 глаз). Возраст пациентов составлял от 39 до 79 лет. Было прооперировано 24 правых (51%) и 25 левых глаз (49%). Все операции были выполнены одним хирургом через темпоральный чисто роговичный доступ по методике удаления ядра «crack and cram» с помощью комбайна хирургии глаза «Coinstellation» под операционным микроскопом «ZEISS-210».

Для имплантации использовались заднекамерные моноблочные акриловые интраокулярные линзы с асимметричной ротационной оптикой производства компании «Oculentis»:

1. В 31 случае (63,3%) имплантировались мультифокальные ИОЛ Lentis Mplus;
2. В 13 случаях (26,5%) имплантировались асферические ИОЛ с расширенной зоной глубины фокуса Lentis Comfort;
3. В 5 случаях (10,2%) имплантировались торические ИОЛ с расширенной зоной глубины фокуса Lentis Comfort Toric.

Всем пациентам проводилось предоперационное обследование, включающее офтальмоскопию, визометрию, рефрактометрию, тонометрию, биомикроскопию, кератометрию, ультразвуковую и/или оптическую биометрию.

Для проведения рефрактометрии и кератометрии использовался авторефкератотопограф «Topcon-KR 8100 PA».

Ультразвуковая биометрия проводилась с помощью А/В сканера «Compact Touch» производства «Quantel Medical», оптическая биометрия – с помощью аппарата «Aladdin» производства фирмы «Topcon».

Расчёт оптической силы ИОЛ производился по формуле SRK/T с использованием поправочных коэффициентов хирурга.

Статистическая обработка результатов была выполнена с использованием программ Microsoft Excel 2010 и SPSS Statistics 17.0.

В Microsoft Excel 2010 была создана база данных, в которую заносились сведения о возрасте пациентов, биометрических параметрах глаза, имплантируемых линзах и послеоперационной рефракции.

Расчёт оптической силы интраокулярной линзы производился с целью достижения эметропии в послеоперационном периоде. Ошибку расчёта определяли по отклонению послеоперационной рефракции от целевой.

Оптимизированную А-константу ретроспективно рассчитывали отдельно для каждого клинического случая, исходя из биометрических параметров глаза (рефракция роговицы, ПЗО) и оптической силы имплантированной ИОЛ таким образом, чтобы ее значение позволило максимально приблизиться друг к другу значениям целевой и послеоперационной рефракции.

В зависимости от поставленных задач пациенты группировались по соответствию тем или иным параметрам, представляющим научный интерес.

Нормальность распределения в выборках определялась при помощи критерия Шапиро-Уилка. Сравнение выборок проводилось при помощи критериев Крускала-Уоллиса и Манна-Уитни. Для оценки силы корреляции использовался коэффициент корреляции Спирмена. Различия считались значимыми при  $p < 0,05$ .



### Глава 3. Результаты собственных исследований

Вся совокупность оптимизированных А-констант в настоящем исследовании оказалась в пределах значений от 117,0 до 120,2. С учетом того, что А-константа является одной из переменных формулы расчета, полученное после оптимизации её отклонение от рекомендованного производителем значения 118,5 в большую сторону соответствует гиперметропической ошибке расчёта, в меньшую же сторону – омиопической ошибке расчёта.

Наибольшее значение оптимизированной А-константы в настоящем исследовании встречается дважды, составляет 120,2 и соответствует ошибке расчёта от +0,90 до +0,95 дптр. Наименьшее значение оптимизированной А-константы составляет 117,0 и соответствует ошибке -0,78 дптр.

#### **3.1. Анализ зависимости А-константы и ошибки расчёта от модели имплантированной интраокулярной линзы.**

Все модели ИОЛ, вошедшие в исследование (Lentis Mplus, Lentis Comfort, Lentis Comfort Toric), являются представителями одного «семейства» (имеют одинаковый дизайн, размер гаптики, выполнены из одного материала, рассчитываются по оптическому элементу «для дали») и отличаются только аддидацией и наличием (отсутствием) торического компонента, поэтому вполне логично, что для них производителем задаются одинаковые А-константы. Однако, для принятия решения о возможности недифференцированного анализа этих моделей в данном исследовании, было решено выполнить сравнительное исследование средних значений А-константы в каждой группе интраокулярных линз (см. таблицу 1). В результате статистически значимых различий между точностью расчёта оптической силы ИОЛ разных моделей выявлено не было ( $p > 0,05$ ).

Анализ средней ошибки расчёта в зависимости от имплантируемой ИОЛ также не показал статистически значимых различий ( $p > 0,05$ ).

Таким образом, было принято решение о возможности последующего проведения статистического анализа без учёта модели имплантированной интраокулярной линзы.

**Таблица 1.**

**Средние значения А-константы и ошибки расчёта среди пациентов, которым были имплантированы ИОЛ моделей Lentis Mplus, Lentis Comfort и Lentis Comfort Toric.**

	Lentis Mplus	Lentis Comfort	Lentis Comfort Toric
Количество наблюдений	31	13	5
Средняя А-константа	118,7±0,8	118,8±0,5	117,8±1,0
Средняя ошибка расчёта	0,11±0,56	0,24±0,40	-0,38±0,68

### **3.2. Анализ зависимости биометрических и рефракционных параметров глаза от значений показателей оптимизированной А-константы.**

В целях изучения взаимосвязи оптических и биометрических показателей и А-константы после оптимизации вся совокупность пациентов была разделена на 3 группы:

1 группа: от 117,0 до 118,0 (14 наблюдений);

2 группа: от 118,1 до 119,2 (22 наблюдений);

3 группа: от 119,3 до 120,2 (13 наблюдений).

Данные анализа биометрических параметров глаза в исследуемых группах представлены в таблицах 2 – 4. Для количественных показателей указано среднее значение и стандартное отклонение.

При сравнении показателей **оптической силы роговицы (К)** в исследуемых группах обращают на себя внимание достоверно более низкие значения оптической силы роговицы ( $42,36 \pm 1,17$ ) в группе со значениями оптимизированной константы А от 119,3 до 120,2 (3 группа) по отношению к группам со значениями оптимизированной константы от 117,0 до 118,0 (1 группа) и от 118,1 до 119,2 (2 группа). Между первой и второй группами статистически значимых различий не обнаружено ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений оптимизированной А-константы и показателей оптической силы роговицы составляет -0,358, что свидетельствует о наличии слабой отрицательной (обратной) корреляции между данными показателями, которая при этом является статистически значимой ( $p < 0,05$ ): то есть, при увеличении показателя оптической силы роговицы пропорционально уменьшается величина оптимизированной А-константы, и наоборот.

При сравнении показателей **горизонтального диаметра роговицы (WTW)** выявляются статистически значимые различия между показателями горизонтального диаметра роговицы в 3-й ( $12,24 \pm 0,38$ ) и 1-й группах ( $11,64 \pm 0,49$ ). Статистически значимых различий между показателями WTW 1-й и 2-й групп не обнаружено ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений оптимизированной А-константы и показателей горизонтального диаметра роговицы составляет 0,343, что говорит о наличии слабой положительной связи между этими переменными, которая, тем не менее, является статистически значимой ( $p < 0,05$ ).

Таблица 2.

**Результаты предоперационных измерений оптической силы роговицы, горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза в исследуемых группах.**

Показатели	Значения А-константы		
	1 группа	2 группа	3 группа
Число наблюдений	14	22	13
% от общей выборки	28,6%	44,9%	26,5%
K, D	43,91±1,48	43,99±1,25	42,36±1,17*
Число наблюдений	14	22	13
Отсутствующие значения	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
W-t-W, мм	11,64±0,49	11,54±0,23	12,24±0,38*
Число наблюдений	12 (85,7%)	20 (90,9%)	9 (69,2%)
Отсутствующие значения	2 (14,3%)	2 (9,1%)	4 (30,8%)
AL, мм	23,91±1,13	23,55±0,85	24,69±1,03*
Число наблюдений	14 (100%)	22 (100%)	13 (100%)
Отсутствующие значения	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)

\*p<0,05

При сравнении показателей **длины переднезадней оси глаза (AL)** установлены достоверно более высокие значения ПЗО ( $24,69 \pm 1,03$ ) в 3-й группе по сравнению с аналогичными данными 1-й группы ( $23,55 \pm 0,85$ ) ( $p < 0,05$ ). Между остальными группами статистически значимых различий не обнаружено ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений оптимизированной А-константы и показателей длины переднезадней оси глаза составляет 0,162, что говорит об очень слабой корреляции между этими показателями, которую нельзя считать статистически значимой ( $p > 0,05$ ). Это можно объяснить тем, что разные значения А-константы могут быть обусловлены влиянием других биометрических параметров глаза.

При сравнении показателей **глубины передней камеры (ACD)** можно заметить тенденцию к увеличению ACD до  $3,62 \pm 0,43$  мм в группе 3 (А-константа от 119,3 до 120,2) по отношению к аналогичным показателям в двух других группах, однако это увеличение статистически не значимо ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений оптимизированной А-константы и показателей глубины передней камеры составляет 0,188, что говорит об очень слабой и статистически не значимой корреляции между этими показателями ( $p > 0,05$ ).

При анализе показателей **толщины хрусталика, измеренных при помощи методов ультразвуковой и оптической биометрии (ULT и LLT)**, статистически значимых различий в исследуемых группах обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений оптимизированной А-константы и показателей **ULT и LLT** составляет 0,244 и 0,241 соответственно, что говорит об отсутствии статистически значимой связи между этими показателями.

Таблица 3.

**Результаты измерений глубины передней камеры глаза и толщины хрусталика в исследуемых группах.**

Показатели	Значения А-константы		
	1 группа	2 группа	3 группа
Число наблюдений	14	22	13
% от общей выборки	28,6%	44,9%	26,5%
ACD, мм	3,38±0,62	3,33±0,36	3,62±0,43
Число наблюдений	14	22	13
Отсутствующие значения	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)
ULT, мм	4,67±0,65	4,57±0,41	4,87±0,61
Число наблюдений	13 (92,9%)	17 (77,3%)	13 (100%)
Отсутствующие значения	1 (7,1%)	5 (22,7%)	0 (0)
LLT, мм	4,18±0,36	4,37±0,33	4,24±0,65
Число наблюдений	8 (57,1%)	12 (54,5%)	10 (76,9%)
Отсутствующие значения	6 (42,9%)	10 (45,5%)	3 (23,1%)

Однако, несмотря на вышесказанное, известно, что значительно большее влияние на рефракционный результат оказывает суммарный показатель ACD+LT. Это обусловлено тем, что именно эта сумма коррелирует с таким показателем, как эффективное положение ИОЛ (ЭПЛ) в

глазу, – одним из главных факторов точности расчета ИОЛ. Поэтому нами выполнено изучение влияния значения сумм показателей ACD и LT (измеренных различными методами) на значение оптимизированной А-константы (см. таблицу 4).

**Таблица 4.**

**Результаты вычислений суммарных показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика в исследуемых группах.**

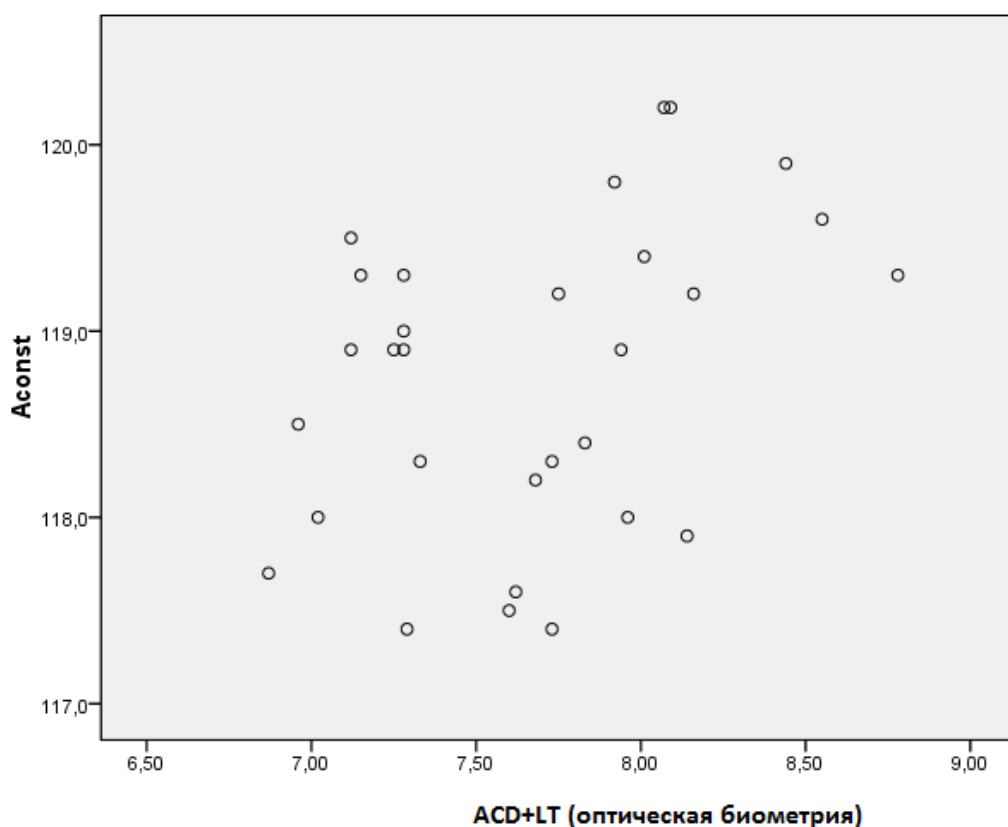
Показатели	Значения А-константы		
	1 группа	2 группа	3 группа
Число наблюдений	14	22	13
% от общей выборки	28,6%	44,9%	26,5%
ACD+ULT, мм	8,05±0,76	7,99±0,46	8,50±0,58*
Число наблюдений	13 (92,9%)	17 (77,3%)	13
Отсутствующие значения	1 (7,1%)	5 (22,7%)	0 (0%)
ACD+LLT, мм	7,53±0,44	7,53±0,37	7,94±0,59
Число наблюдений	8 (57,1%)	12 (54,5%)	10 (76,9%)
Отсутствующие значения	6 (42,9%)	10 (45,5%)	3 (23,1%)

**\*p<0,05**

При анализе суммарных показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика, измеренных при помощи метода оптической биометрии (ACD+LLT), в исследуемых группах прослеживается тенденция к увеличению показателя ACD+LLT до  $7,94 \pm 0,59$  мм в 3-группе по сравнению с двумя другими, однако статистически значимых различий выявлено не было ( $p > 0,05$ ).

Тем не менее, коэффициент корреляции Спирмена для значений оптимизированной А-константы и ACD+LLT составляет 0,369, что говорит о наличии между ними слабой положительной связи, которая при этом является статистически значимой ( $p < 0,05$ ).

График этой корреляции представлен на рис. 1.



*Рисунок 1. Зависимость значений оптимизированной А-константы от суммарных показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика по результатам оптической биометрии.*



При сравнении **суммарных показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика, измеренных с помощью метода ультразвуковой биометрии (ACD+ULT)**, отмечаются достоверно более высокие значения ACD+ULT ( $8,50 \pm 0,58$ ) в 3-й группе по отношению к аналогичным показателям в первых двух ( $p < 0,05$ ). Между первой и второй группами статистически значимых различий не обнаружено ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений оптимизированной А-константы и ACD+ULT составляет 0,339, что свидетельствует о наличии между ними слабой положительной связи, которая при этом является статистически значимой ( $p < 0,05$ ).

На основании данных, полученных в главе 3.2, можно сделать вывод о наличии взаимосвязей между значениями некоторых исследуемых параметров и рефракционными ошибками, полученными при расчете ИОЛ по формуле SRK/T. В частности, установлено влияние на гиперметропическую ошибку таких показателей, как оптическая сила роговицы, горизонтальный диаметр роговицы, сумма показателей ACD+LT. При этом значимого влияния на точность расчета ИОЛ отдельных показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика не обнаружено. Влияние ПЗО на гиперметропическую ошибку расчёта также остаётся спорным в связи с отсутствием статистически достоверной корреляции между величиной ПЗО и значениями А-константы. Далее для уточнения расчёта ИОЛ следует выполнить оптимизацию А-константы в зависимости от некоторых исследуемых параметров.

### **3.3. Оптимизация значений А-констант по данным биометрических и рефракционных показателей глаза**

В зависимости от показателей оптической силы роговицы были выделены 3 группы:

- 1 группа: оптическая сила роговицы до 42,3 D (13 наблюдений);
- 2 группа: оптическая сила роговицы 42,3-45,0 D (29 наблюдений);
- 3 группа: оптическая сила роговицы более 45,0 D (7 наблюдений).

В зависимости от показателей горизонтального диаметра роговицы было выделено 3 группы:

- 1 группа: W-t-W менее 11,5 мм (9 наблюдений);
- 2 группа: W-t-W 11,5-11,9 мм (20 наблюдений);
- 3 группа: W-t-W более 11,9 мм (12 наблюдений).

В зависимости от показателей переднезадней оси глаза было выделено 3 группы:

- 1 группа: ПЗО менее 22,5 мм (5 наблюдений);
- 2 группа: ПЗО 22,5-24,5 мм (31 наблюдение);
- 3 группа: ПЗО более 24,5 мм (13 наблюдений).

В зависимости от суммарных показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика, измеренных с помощью ультразвуковой биометрии (ACD+ULT), были выделены 3 группы:

- 1 группа: ACD+LT менее 7,5 мм (6 наблюдений);
- 2 группа: ACD+LT от 7,5 до 8,2 мм (20 наблюдений);
- 3 группа: ACD+LT более 8,2 мм (17 наблюдений).

В зависимости от суммарных показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика, измеренных с помощью оптической биометрии (ACD+LLT), были выделены 3 группы:

- 1 группа: ACD+LT менее 7,28 мм (7 наблюдений);
- 2 группа: ACD+LT от 7,28 до 8,0 мм (14 наблюдений);
- 3 группа: ACD+LT более 8,0 мм (8 наблюдений).

### 3.3.1. Изучение средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей оптической силы роговицы и горизонтального диаметра роговицы

При анализе исследуемых групп (см. таблицу 5) было выявлено статистически значимое увеличение среднего значения А-константы до  $119,8 \pm 0,4$  при значениях оптической силы роговицы менее 42,3 дптр в сочетании со значениями горизонтального диаметра роговицы более 11,9 мм по сравнению с аналогичными показателями в других группах ( $p < 0,05$ ). Между остальными группами статистически значимых различий обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и оптической силы роговицы при условии, что горизонтальный диаметр роговицы более 11,9 мм, составляет -0,566, что говорит о наличии отрицательной (обратной) корреляции между этими показателями, которая в данном случае статистически не значима ( $p > 0,05$ ). График этой корреляции представлен на рис. 2.

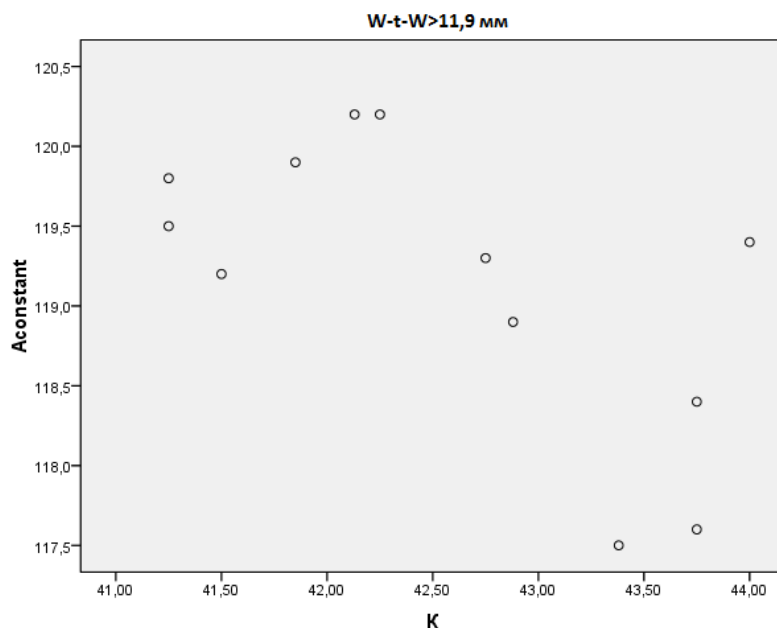


Рисунок 2. Зависимость величины А-константы от оптической силы роговицы при горизонтальном диаметре глаза более 11,9 мм.

Таблица 5.

**Средние значения А-константы в зависимости от показателей оптической силы роговицы и горизонтального диаметра роговицы.**

W-t-W<11.5 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	-	118,0±0,7	118,6±0,7
11,5≤W-t-W≤11,9 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	118,9±0,6	118,4±0,6	118,3±0,9
W-t-W>11,9 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	119,8±0,4*	118,5±0,8	-

\*p<0,05

**3.3.2. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний оптической силы роговицы и длины переднезадней оси глаза (см. таблицу 6).**

При анализе исследуемых групп было обнаружено статистически значимое увеличение среднего значения А-константы до  $119,5 \pm 0,9$  при значениях оптической силы роговицы менее 42,3 дптр в сочетании со значениями длины переднезадней оси глаза более 24,5 мм по сравнению с аналогичными показателями в других группах ( $p < 0,05$ ). Между остальными группами статистически значимых различий обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и оптической силы роговицы при условии, что длина переднезадней оси глаза достигает более 24,5 мм, составляет -0,678, что говорит о наличии отрицательной (обратной) корреляции средней силы между этими показателями: при увеличении оптической силы роговицы пропорционально уменьшается величина А-константы, и наоборот.

Корреляция статистически значима ( $p < 0,05$ ).

Графически данная корреляция представлена на рис. 3.

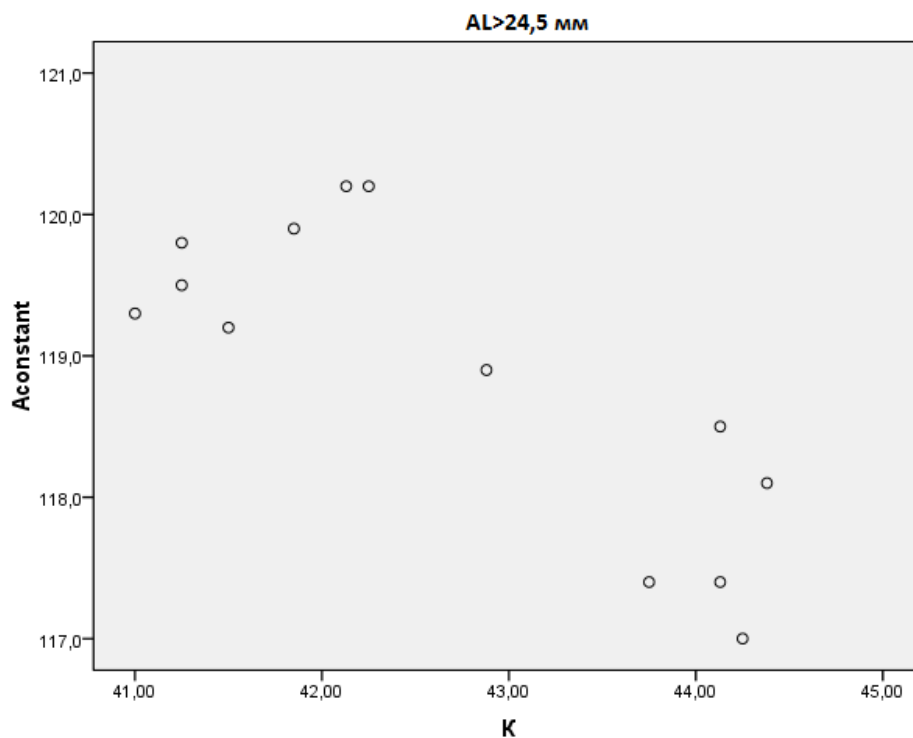


Рисунок 3. Зависимость величины А-константы от оптической силы роговицы при ПЗО более 24,5 мм

Таблица 6.

**Средние значения А-константы в зависимости от показателей  
оптической силы роговицы и длины переднезадней оси глаза.**

AL<22,5 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	-	118,7±0,5	118,0
22,5<AL<24,5 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	118,8±0,7	118,6±0,6	118,5±0,8
AL>24,5 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	119,7±0,4*	117,9±0,7	-

\*p<0,05

### 3.3.3. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза (см. таблицу 7).

При анализе исследуемых групп было обнаружено статистически значимое увеличение среднего значения А-константы до  $119,5 \pm 0,9$  при значениях переднезадней оси глаза более 24,5 мм в сочетании со значениями горизонтального диаметра роговицы более 11,9 мм ( $p < 0,05$ ) по отношению к аналогичным показателям в других группах. Между остальными группами статистически значимых различий обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и горизонтального диаметра роговицы при условии, что длина переднезадней оси глаза достигает более 24,5 мм, составляет 0,742, что говорит о наличии между этими показателями высокой положительной корреляции. В данном случае корреляция статистически значима ( $p < 0,05$ ).

График корреляции представлен на рис. 4.

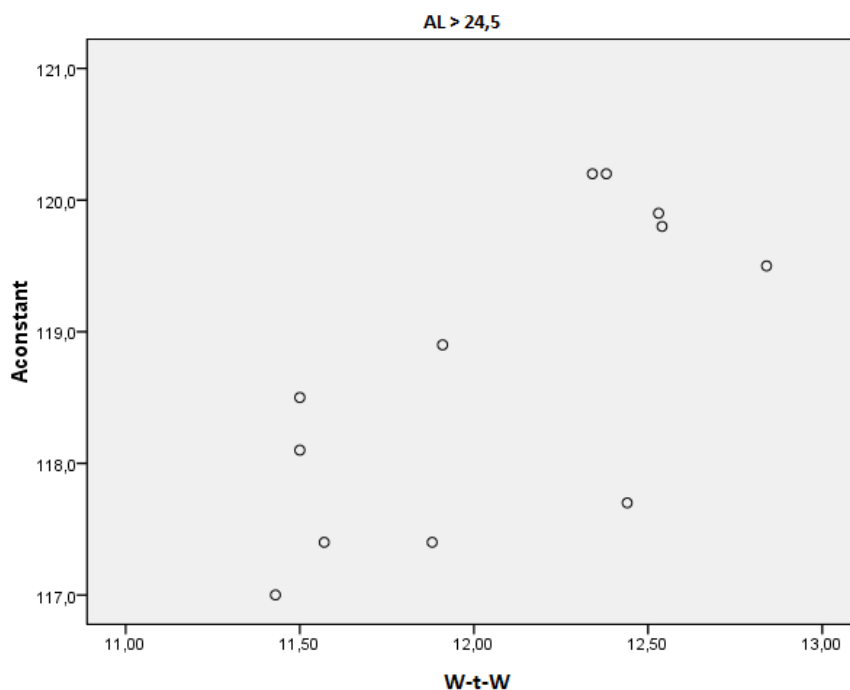


Рисунок 4. Зависимость А-константы от горизонтального диаметра роговицы при значениях длины переднезадней оси глаза более 24,5 мм.

Таблица 7.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза**

AL<22,5 мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,0	118,7±0,5	-
22,5<AL<24,5 мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,5±0,6	118,6±0,6	118,4±0,9
AL>24,5 мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	117,0	117,9±0,5	119,7±0,5*

\*p<0,05



### **3.3.4. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей оптической силы роговицы, горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза (таблица 8).**

Были проанализированы все возможные сочетания оптической силы роговицы, горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза.

По причине малых размеров выборки статистически значимая разница была обнаружена только между группой с большой плоской роговицей и большой ПЗО ( $AL > 24,5$  мм;  $K < 42,3$  D;  $W-t-W > 11,9$  мм), среднее значение А-константы в которой составило  $119,8 \pm 0,4$ , и группой со средними значениями оптической силы роговицы и переднезадней оси глаза, но плоской роговицей ( $22,5 < AL < 24,5$  мм;  $42,3 \leq K \leq 45$  D;  $W-t-W > 11,9$  мм), в которой среднее значение А-константы составило  $118,4 \pm 0,9$  (отметим, что это значение приближено к величине А-константы, рекомендуемой производителем).

В то же время, если проанализировать распределение пациентов по группам, можно заметить, что в данной выборке нет изолированных сочетаний большой и плоской роговицы, большой роговицы с большим переднезадним размером, а также плоской роговицы с большим переднезадним размером. Эти три характеристики в данной выборке встречаются только вместе и сопровождаются значимым увеличением оптимизированной А-константы, что позволяет говорить о типе глаза, для которого риск получить гиперметропическую ошибку расчёта ИОЛ наиболее высок.

Несовпадение оптимизированной А-константы, рассчитанной для сочетания всех трёх показателей, соответствующих описанному типу глаза ( $119,8 \pm 0,4$ ), со значениями оптимизированной А-константы для попарных

сочетаний факторов риска, вычисленными ранее, объясняются тем, что не всем пациентам измерялся горизонтальный размер роговицы.

Например, у пациента Х., 77 лет, присутствовали все факторы риска, кроме высокого значения горизонтального диаметра роговицы, который не был измерен: оптическая сила роговицы составляла 41,00 D, ACD+ULT – 8,55 мм, ACD+LLT – 7,28 мм, ПЗО – 24,91 мм. Оптимизированная А-константа в его случае составила 119,3, что соответствует гиперметропической ошибке расчёта +0,51 дптр.

Кроме того, в таблице прослеживается тенденция к уменьшению средних значений А-константы при нормальной оптической силе роговицы ( $42,3 \leq K \leq 45$  D), нормальном или небольшом горизонтальном диаметре роговицы ( $W-t-W < 11,9$  мм), но большом переднезаднем размере глаза ( $AL > 24,5$  мм), которая в данной выборке не подтверждена методами статистической обработки данных ( $p > 0,05$ ).

К пациентам с такими характеристиками глаза относится, например, пациент Е., 48 лет. Оптическая сила роговицы 44,13 D, горизонтальный диаметр роговицы 11,57 мм, ACD+ULT 7,80 мм, ACD+LLT 7,73 мм, ПЗО 25,19 мм. Оптимизированная А-константа для него составила 117,4. Среди биометрических параметров глаза обращает на себя внимание несоответствие малого значения ACD+ULT большой длине ПЗО. При таком сочетании показателей ЭПЛ оказалась несколько ближе расчетной к плоскости роговицы. Кроме того, значение оптической силы роговицы в данном случае несколько выше среднестатистического. Совокупность этих факторов, вероятно, повлияла на появление ошибки расчёта -0,62 дптр.

Таблица 8.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей оптической силы роговицы, горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза**

AL<22,5 мм; 42,3≤K≤45 D			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	-	118,7±0,5	-
AL<22,5 мм; K>45 D			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,0	-	-

22,5<AL<24,5 мм; K<42,3 D			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	-	118,9±0,6	-
22,5<AL<24,5 мм; 42,3≤K≤45 D			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,3±0,5	118,7±0,5	118,4±0,9*
22,5<AL<24,5 мм; K>45 D			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,8±0,8	118,3±0,6	-

\*p&lt;0,05

Таблица 8.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей оптической силы роговицы, горизонтального диаметра роговицы и длины переднезадней оси глаза (продолжение).**

AL>24,5 мм; K<42,3 D			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	-	-	119,8±0,4*
AL>24,5 мм; 42,3≤K≤45 D			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	117,0	117,9±0,5	-

\*p<0,05

**3.3.5. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и оптической силы роговицы (см. таблицу 9).**

При анализе исследуемых групп было обнаружено статистически значимое увеличение среднего значения А-константы до 119,5±0,5 при величине оптической силы роговицы менее 42,3 D в сочетании со значениями ACD+ULT более 8,2 мм (p<0,05) по отношению к аналогичным показателям в других группах. Между остальными исследуемыми группами статистически значимых различий обнаружено не было (p>0,05).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и оптической силы роговицы при условии, что ACD+ULT более 8,2 мм, составляет -0,592, что говорит о наличии между этими показателями

отрицательной (обратной) корреляции средней силы: при увеличении оптической силы роговицы пропорционально уменьшается величина А-константы, и наоборот. В данном случае корреляция статистически значима ( $p < 0,05$ ).

График корреляции представлен на рис. 5.

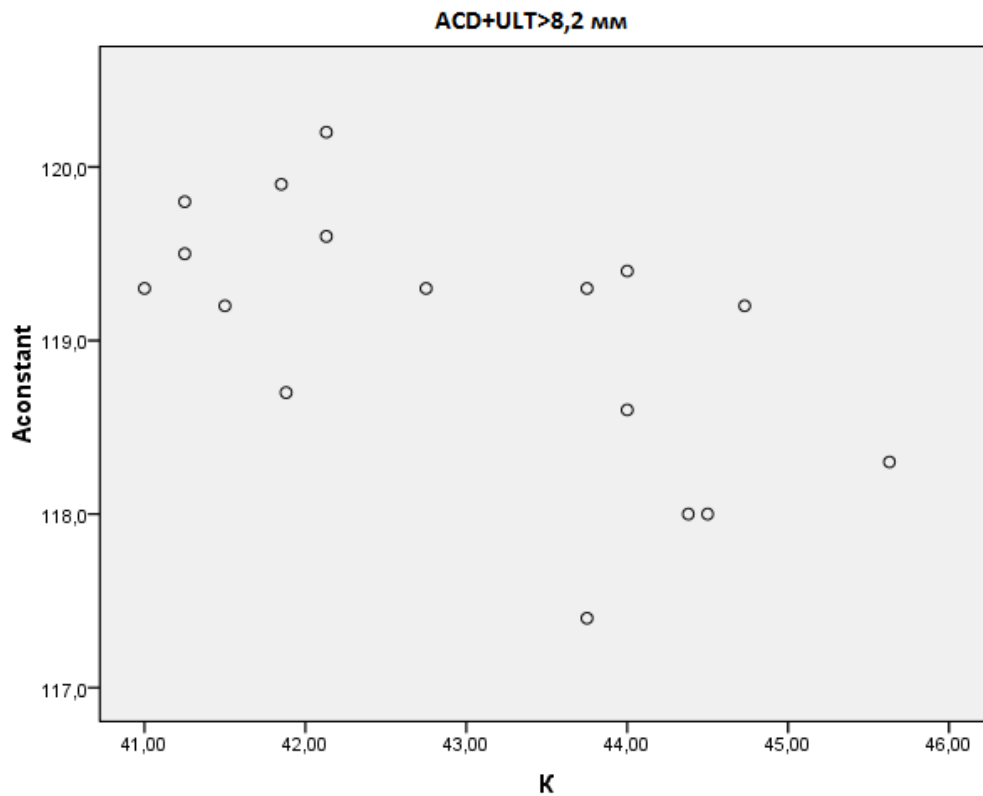


Рисунок 5. Зависимость оптимизированной А-константы от оптической силы роговицы при значениях ACD+ULT более 8,2 мм.

Таблица 9.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и оптической силы роговицы.**

ACD+ULT<7,5мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	119,5	118,2±0,5	118,0
7,5 ≤ACD+ULT≤ 8,2 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	118,8±1,0	118,2±0,7	118,6±1,0
ACD+ULT>8,2 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	119,5±0,5*	118,7±0,8	118,3

**\*p<0,05**

### 3.3.6. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и длины переднезадней оси глаза (см. таблицу 10).

При анализе исследуемых групп статистически значимых различий обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Тем не менее, коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и длины переднезадней оси глаза при условии, что ACD+ULT более 8,2 мм, составляет 0,549, что говорит о наличии между этими показателями положительной корреляции средней силы: при увеличении переднезадней оси глаза пропорционально увеличивается величина А-константы. В данном случае корреляция статистически значима ( $p < 0,05$ ).

График корреляции представлен на рис. 6.

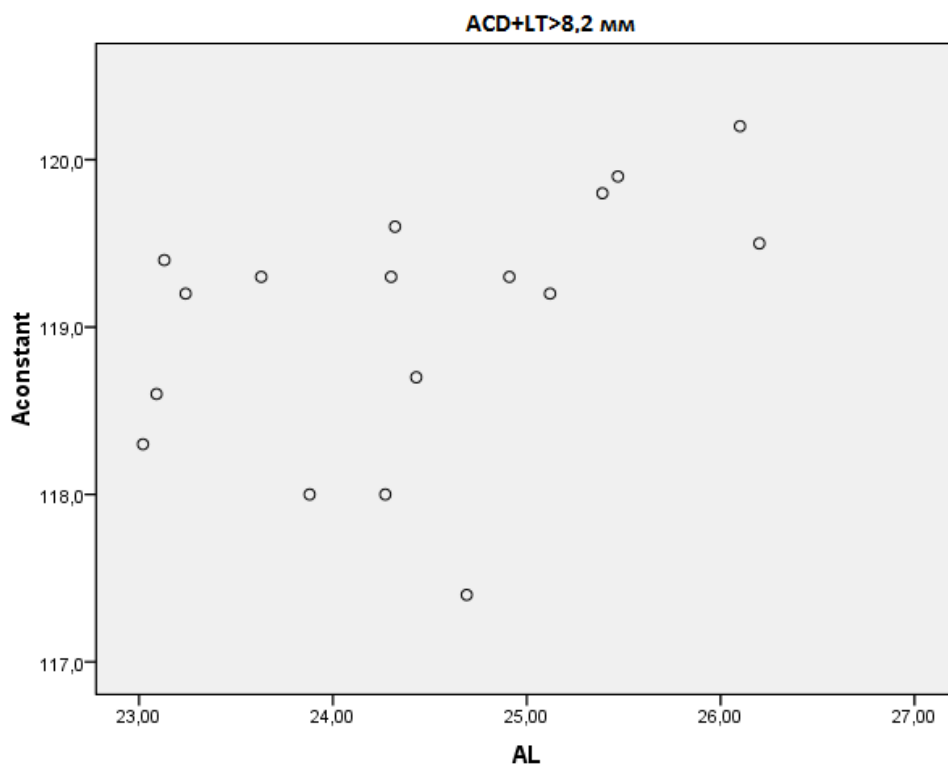


Рисунок 6. Зависимость оптимизированной А-константы от длины переднезадней оси глаза при значениях ACD+ULT более 8,2 мм.

Таблица 10.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и длины переднезадней оси глаза.**

ACD+ULT<7,5мм			
	1 группа (AL<22,5 мм)	2 группа (22,5≤AL≤24,5 мм)	3 группа (AL>24,5 мм)
А-константа	118,3±0,5	118,5±0,9	-
7,5 ≤ACD+ULT≤ 8,2 мм			
	1 группа (AL<22,5 мм)	2 группа (22,5≤AL≤24,5 мм)	3 группа (AL>24,5 мм)
А-константа	-	118,5±0,7	118,2±1,2
ACD+ULT>8,2 мм			
	1 группа (AL<22,5 мм)	2 группа (22,5≤AL≤24,5 мм)	3 группа (AL>24,5 мм)
А-константа	-	118,8±0,6	119,3±0,9



### 3.3.7. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и горизонтального диаметра роговицы (см. таблицу 11).

При анализе исследуемых групп было обнаружено статистически значимое увеличение среднего значения А-константы до  $119,6 \pm 0,4$  при величине горизонтального диаметра роговицы более 11,9 мм в сочетании со значениями ACD+ULT более 8,2 мм ( $p < 0,05$ ) по отношению к аналогичным показателям в других группах. Между остальными исследуемыми группами статистически значимых различий обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и горизонтального диаметра роговицы при условии, что ACD+ULT более 8,2 мм, составляет 0,682, что говорит о наличии между этими показателями положительной корреляции средней силы. В данном случае корреляция статистически значима ( $p < 0,05$ ).

График корреляции представлен на рис. 7.

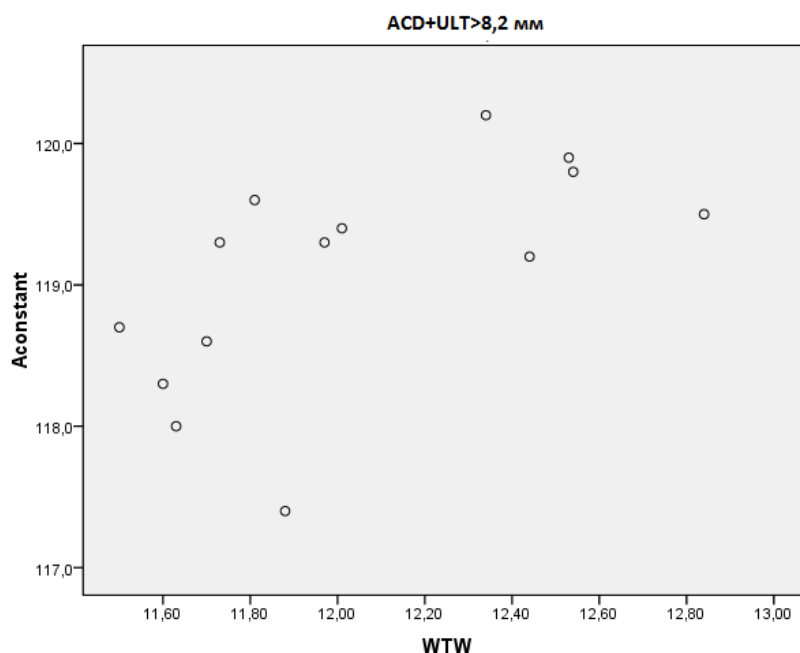


Рисунок 7. Зависимость оптимизированной А-константы от горизонтального диаметра роговицы при значениях ACD+ULT более 8,2 мм.

Таблица 11.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+ULT и горизонтального диаметра роговицы.**

ACD+ULT<7,5мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,0±0,3	118,5±0,6	-
7,5 ≤ACD+ULT≤ 8,2 мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,1±1,1	118,3±0,6	118,4±1,3
ACD+ULT>8,2 мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	-	118,6±0,8	119,6±0,4*

\*p<0,05

### **3.3.8. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и оптической силы роговицы (см. таблицу 12).**

При анализе исследуемых групп было обнаружено статистически значимое увеличение среднего значения А-константы до  $119,6 \pm 0,4$  при показателях оптической силы роговицы более 42,3 D в сочетании с величиной ACD+LLT от 7,28 до 8,0 мм по отношению к группе с показателями оптической силы роговицы от 42,3 до 45 D в сочетании с величиной ACD+LLT от 7,28 до 8,0 мм, в которой среднее значение А-константы составило  $118,1 \pm 0,6$  ( $p < 0,05$ ). Между остальными исследуемыми группами статистически значимых различий обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и оптической силы роговицы при условии, что ACD+LLT находится в диапазоне от 7,28 до 8,0 мм, составляет -0,429, что говорит о наличии между этими показателями слабой отрицательной (обратной) корреляции. В данном случае корреляция статистически не значима ( $p > 0,05$ ).

График корреляции представлен на рис. 8.

Кроме того, прослеживается тенденция к увеличению среднего значения оптимизированной А-константы при уменьшении оптической силы роговицы в случае, если значение ACD+LLT составляет более 8,0 мм, но это увеличение статистически не значимо ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и оптической силы роговицы при условии, что значение ACD+LLT достигает более 8,0 мм, составляет -0,813, что говорит о наличии между этими показателями высокой отрицательной (обратной) корреляции: при увеличении оптической силы роговицы пропорционально уменьшается величина А-константы, и наоборот. В данном случае корреляция статистически значима ( $p < 0,05$ ). График корреляции представлен на рис. 9.

Таблица 12.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и оптической силы роговицы.**

ACD+LLT<7,28мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	119,0±0,7	118,5±0,7	-
7,28 ≤ACD+LLT≤ 8,0 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	119,6±0,4*	118,1±0,6*	118,8±0,6
ACD+LLT>8,0 мм			
	1 группа (K<42,3 D)	2 группа (42,3≤K≤45 D)	3 группа (K>45 D)
А-константа	120,0±0,3	119,3±0,1	118,6±0,9

**\*p<0,05**

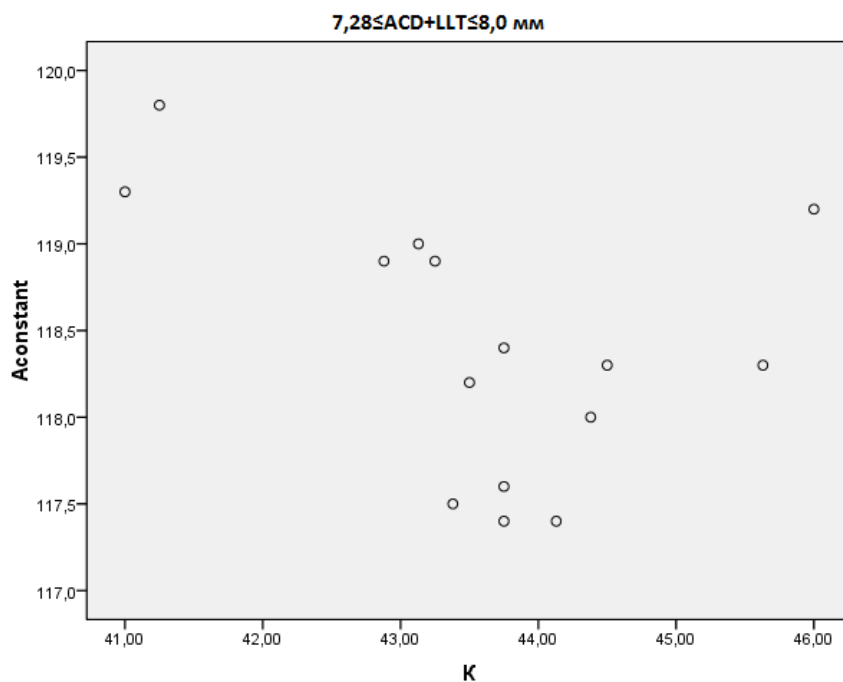


Рисунок 8. Зависимость  $A$ -константы от оптической силы роговицы при условии, что  $ACD+LLT$  находится в диапазоне от 7,28 до 8,0 мм

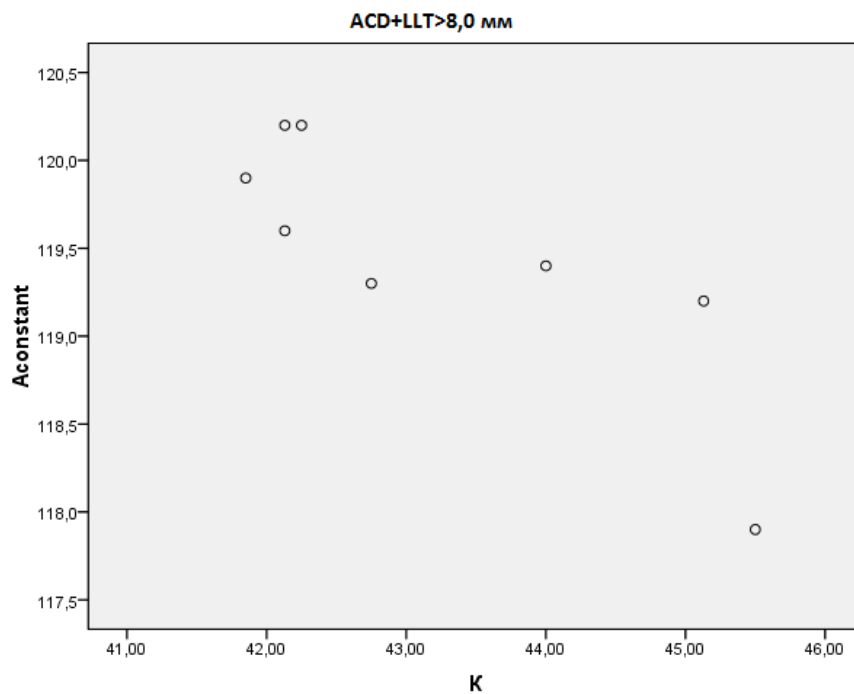


Рисунок 9. Зависимость оптимизированной  $A$ -константы от оптической силы роговицы в случае, если значение  $ACD+LLT$  составляет более 8,0 мм

### 3.3.9. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и длины переднезадней оси глаза (см. таблицу 13).

При анализе исследуемых групп было обнаружено статистически значимое увеличение среднего значения А-константы до  $120,1 \pm 0,2$  при показателях длины переднезадней оси глаза более 24,5 мм в сочетании с величиной ACD+LLT более 8,0 мм по сравнению с аналогичными показателями в других исследуемых группах ( $p < 0,05$ ). Между остальными группами статистически значимых различий обнаружено не было ( $p > 0,05$ ).

Коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и длины переднезадней оси глаза при условии, что ACD+LLT достигает более 8,0 мм, составляет 0,850, что говорит о наличии высокой положительной корреляции между этими показателями. Корреляция статистически значима ( $p < 0,05$ ).

График корреляции представлен на рис. 10.

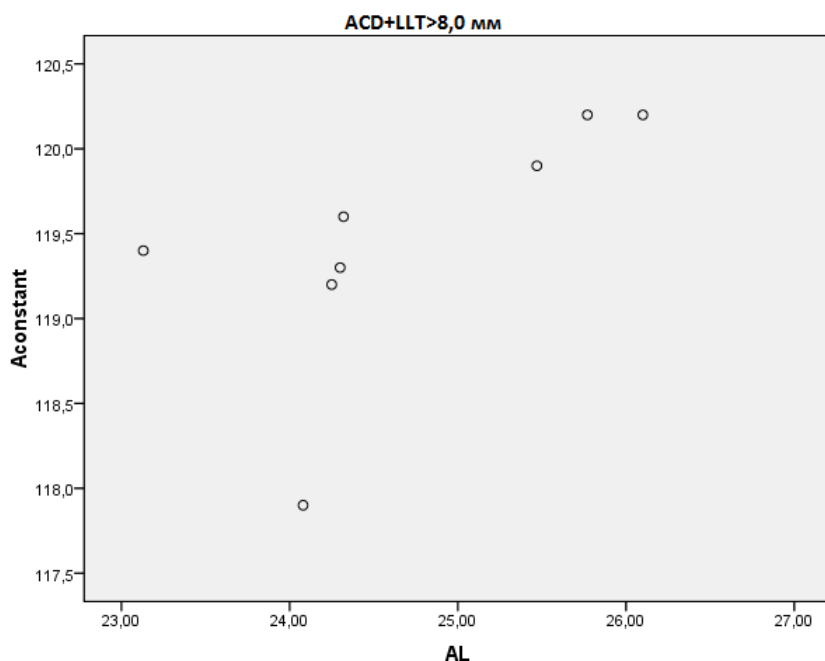


Рисунок 10. Зависимость А-константы от длины переднезадней оси глаза при условии, что ACD+LLT составляет более 8,0 мм.

Таблица 13.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и длины переднезадней оси глаза.**

ACD+LLT<7,28мм			
	1 группа (AL<22,5 мм)	2 группа (22,5≤AL≤24,5 мм)	3 группа (AL>24,5 мм)
А-константа	118,5±0,6	118,6±0,7	119,5
7,28 ≤ACD+LLT≤ 8,0 мм			
	1 группа (AL<22,5 мм)	2 группа (22,5≤AL≤24,5 мм)	3 группа (AL>24,5 мм)
А-константа	119,0±0,1	118,2±0,5	118,6±1,1
ACD+LLT>8,0 мм			
	1 группа (AL<22,5 мм)	2 группа (22,5≤AL≤24,5 мм)	3 группа (AL>24,5 мм)
А-константа	-	119,1±0,7	120,1±0,2*

**\*p<0,05**

### 3.3.10. Анализ средних значений А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и горизонтального диаметра роговицы (см. таблицу 14).

При анализе исследуемых групп прослеживается тенденция к увеличению среднего значения оптимизированной А-константы при увеличении горизонтального диаметра роговицы в случае, если значение ACD+LLT составляет более 8,0 мм, однако это увеличение статистически не значимо ( $p>0,05$ ).

Тем не менее, коэффициент корреляции Спирмена для значений А-константы и горизонтального диаметра роговицы при условии, что значение ACD+LLT более 8,0 мм, составляет 0,850, что говорит о наличии между этими показателями высокой положительной корреляции. В данном случае корреляция статистически значима ( $p<0,05$ ).

График корреляции представлен на рис. 11.

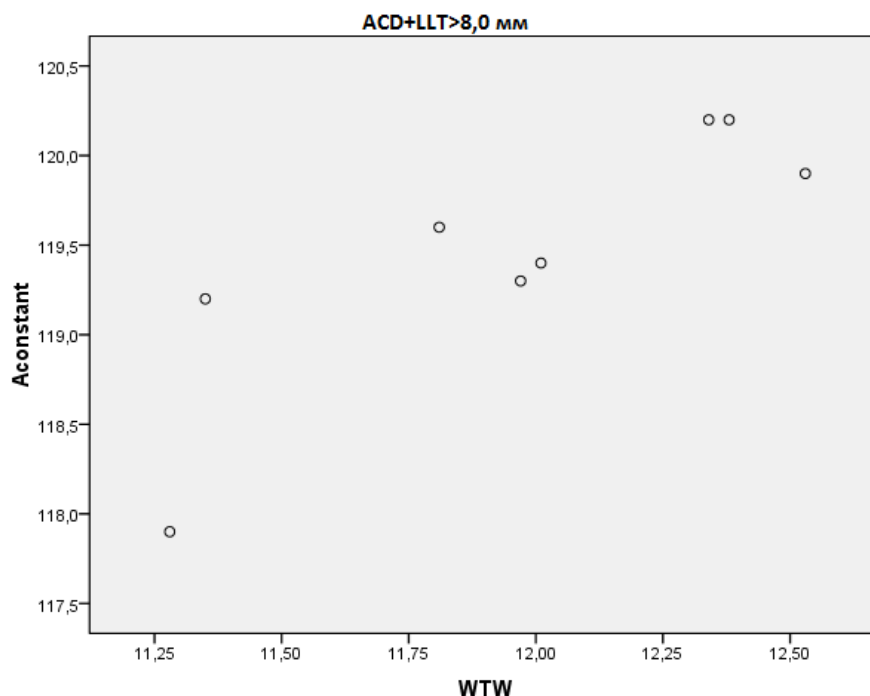


Рисунок 11. Зависимость А-константы от горизонтального диаметра роговицы при условии, что значение ACD+LLT составляет более 8,0 мм.



Таблица 14.

**Средние значения А-константы в зависимости от различных сочетаний показателей ACD+LLT и горизонтального диаметра роговицы.**

ACD+LLT<7,28мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	117,7	118,7±0,5	119,5
7,28 ≤ACD+LLT≤ 8,0 мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,6±0,6	118,2±0,7	118,4±1,0
ACD+LLT>8,0 мм			
	1 группа (W-t-W<11.5 мм)	2 группа (11,5≤W-t-W≤11,9 мм)	3 группа (W-t-W>11,9 мм)
А-константа	118,6±0,9	119,6	119,8±0,4

Также следует упомянуть, что высокие значения ACD+LT, полученные при помощи хотя бы одного метода (ультразвуковой или оптической

биометрии), часто сочетаются с другими факторами риска гиперметропической ошибки и, вероятно, могут их усиливать, но в силу малого размера выборки невозможно в полной мере проследить зависимость оптимизированной А-константы от сочетаний ACD+LT с другими биометрическими параметрами глаза.

Например, у пациентки Л., 77 лет, получены следующие результаты измерений биометрических параметров глаза: оптическая сила роговицы 42,13 D, горизонтальный диаметр глаза 11,81 мм, длина переднезадней оси глаза 24,32 мм. ACD+ULT у неё достигает 9,13 мм, а ACD+LLT – 8,55 мм. Здесь высокие значения ACD+LT сочетаются с плоской роговицей. Оптимизированная А-константа при этом составляет 119,6, что соответствует гиперметропической ошибке расчёта ИОЛ +0,84 дптр.

У пациентки Г., 53 года, оптическая сила роговицы составляет 42,13 D, горизонтальный диаметр глаза – 12,34 мм, длина переднезадней оси глаза – 26,10 мм, ACD+ULT – 8,22 мм, ACD+LLT – 8,09 мм. У неё, помимо высоких показателей ACD+LT и плоской роговицы, к факторам риска послеоперационной гиперметропии добавляются большой горизонтальный диаметр глаза и большая ПЗО. Оптимизированная А-константа в её случае оказалась 120,2 (еще выше, чем в предыдущем примере), что соответствует более значительной гиперметропической ошибке расчёта ИОЛ +0,95 дптр.

У пациента Щ., 46 лет, оптическая сила роговицы составляет 42,25 D, горизонтальный диаметр глаза – 11,53 мм, длина переднезадней оси глаза – 24,19 мм, ACD+ULT – 8,10 мм, ACD+LLT – 6,96 мм. Если при анализе отдать предпочтение показателю ACD+LLT, то можно предположить, что в данном случае плоская роговица (фактор риска послеоперационной гиперметропии) уравнивается низким его значением (фактор риска послеоперационной миопии). Оптимизированное значение А-константы составило 118,5. В послеоперационном периоде достигнута эметропия.

## Заключение

В результате статистического исследования были обнаружены следующие закономерности:

1. Не выявлено статистически значимых различий между точностью расчёта ИОЛ моделей Lentis Mplus, Lentis Comfort и Lentis Comfort Toric.
2. Не установлено влияния на точность расчёта ИОЛ показателей глубины передней камеры и толщины хрусталика.
3. Установлена слабая отрицательная корреляция между оптической силой роговицы и значением оптимизированной А-константы.
4. Установлена слабая положительная корреляция между величиной горизонтального диаметра роговицы и значением оптимизированной А-константы, а также между величиной суммарного показателя глубины передней камеры и толщины хрусталика и значением оптимизированной А-константы.
5. У пациентов с сочетанием нескольких факторов риска послеоперационной гиперметропической рефракции, таких как оптическая сила роговицы менее 42,3 D, длина переднезадней оси глаза более 24,5 мм и горизонтальный диаметр роговицы более 11,9 мм, среднее значение оптимизированной А-константы находится в интервале  $119,7 \pm 0,5$ .
6. У пациентов с сочетанием значений показателя ACD+ULT более 8,2 мм с оптической силой роговицы менее 42,3 D и/или с горизонтальным диаметром роговицы более 11,9 мм средняя величина оптимизированной А-константы находится в интервале  $119,5 \pm 0,5$ .
7. У пациентов с сочетанием значений показателя ACD+LLT более 8,0 мм и длины переднезадней оси глаза более 24,5 мм средняя величина оптимизированной А-константы находится в интервале  $120,1 \pm 0,2$ .
8. Не были достоверно установлены факторы риска послеоперационной миопической рефракции. Предполагается, что основную роль в возникновении миопической ошибки расчёта играют небольшие значения

показателя ACD+LT и высокая оптическая сила роговицы, однако размеры данной выборки не позволяют подтвердить их значимость методами статистического анализа. Влияние биометрических параметров глаза на возникновение миопической ошибки расчёта ИОЛ «семейства» Lentis при использовании формулы SRK/T является предметом для дальнейших исследований.

9. Сочетание факторов риска гиперметропической и миопической ошибки расчёта у одного пациента, вероятно, снижает степень послеоперационных рефракционных ошибок, однако по причине недостаточных размеров выборки это не было доказано методами статистического анализа и требует дальнейшего изучения.

## Выводы

1. Статистически значимых различий в точности расчёта оптической силы среди ИОЛ «семейства» Lentis по формуле SRK/T не выявлено, в связи с чем закономерности, обнаруженные в ходе исследования, можно распространить на все модели линз этой группы.
2. Факторами риска послеоперационной гиперметропической рефракции являются оптическая сила роговицы более 42,3 D, горизонтальный диаметр роговицы более 11,9 мм, длина переднезадней оси глаза более 24,5 мм, высокий суммарный показатель глубины передней камеры и толщины хрусталика ( $ACD+ULT>8,2$  мм и  $ACD+LLT>8,0$  мм).
3. При расчете ИОЛ по формуле SRK/T следует учитывать наличие у пациента одного или нескольких факторов риска гиперметропической ошибки, для компенсации которой необходимо вводить оптимизированную А-константу.

## Список литературы

1. Аветисов, С.Э. Офтальмология. Национальное руководство /С.Э. Аветисов, Е.А. Егоров, Л.К. Мошетова, и др. — Краткое издание. — Москва: ГЭОТАР-Медиа, 2019. — 752с.
2. Заболеваемость всего населения России в 2017 году. Статистические материалы. Часть I /. — Москва: 2018. — 140с.
3. Заболеваемость всего населения России в 2017 году. Статистические материалы. Часть II /. — Москва: 2018. — 142 с.
4. Заболеваемость населения старше трудоспособного возраста (с 55 лет у женщин и с 60 лет у мужчин) по России в 2017 году. Статистические материалы. Часть VII /. — Москва: 2018. — 183 с.
5. Малюгин Б.Э. Хирургия катаракты и интраокулярная коррекция на современном этапе развития офтальмохирургии. / Б.Э. Малюгин // Вестник офтальмологии. —2014. — т.130, №6. — с.80-88
6. Harris, J.K. Cataract in the Adult Eye. Preferred Practice Pattern /J.K. Harris, Mizuiri D, Ambrus A, и др. — San Francisco: 2016. — 119p.
7. Fernandez M.M. Nutrition and the prevention of cataracts / M.M Fernandez., N.A. Afshari // Current Opinion in Ophthalmology. — 2008. — Vol.19, №1. — p.66-70.
8. Essentials of Cataract Surgery /Henderson, B., Pineda, R., Ament, C., Chen, S. and Kim, J. — 2nd edition. — Boston, Massachusetts: Slack Incorporated, 2014. — 374p.
9. Kohnen T. How far we have come: From Ridley's first intraocular lens to modern IOL technology/ T. Kohnen // Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2009. — Vol. 35, №12. — p.2039

10. Apple D. J. Harold Ridley and the Invention of the Intraocular Lens / D. J. Apple, J. Sims // Survey Of Ophthalmology. — 1996. — Vol.40, №4. — p.279–292.
11. Пирогов Ю.И. Великое изобретение Гарольда Ридли: интрига первого опыта / Ю.И. Пирогов // Глаукома: теории, тенденции, технологии. — 2013. — с.230.
12. Schmidbauer J.M. Posterior capsule opacification / J.M. Schmidbauer, L.G. Vargas, Q. Peng et al. // International Ophthalmology Clinics. — 2001. — Vol. 41, № 3. — P. 109-131
13. Федоров, С.Н. Ошибки и осложнения при имплантации искусственного хрусталика /С.Н. Федоров, Э.В. Егорова. — Москва: 1992. — 247с.
14. Семакина А.С. Имплантация эластичной зрачковой интраокулярной линзы после факэмульсификации катаракты при обширных дефектах связочного аппарата хрусталика: дис. ... кандидата медицинских наук / А.С. Семакина; ФГАУ «НМИЦ «МНТК «Микрохирургия глаза» имени акад. С.Н. Фёдорова» Минздрава России. — Москва, 2019. — 156 с.
15. Garcia-Rojas L. Intraocular lens iris fixation. Clinical and macular OCT outcomes / L. Garcia-Rojas, Manuel Paulin-Huerta1 J., E. Chavez-Mondragon, A. Ramirez-Miranda // BMC Research Notes. — 2012. — №5.— p.560
16. Fishkind, William.J. Phacoemulsification and intraocular lens implantation: mastering techniques and complications in cataract surgery. Complications in phacoemulsification /William.J. Fishkind. — 2nd edition. — Stuttgart, New York, Delhi, Rio: Thieme Verlagsgruppe, 2017. — 572с.
17. Schallenberg M. Aphakia correction with retropupillary fixated iris-claw lens (Artisan) – long term results / M. Schallenberg, D. Dekowski, A. Hahn et al // Clinical Ophthalmology. —2014. — v.3. — p.137-141.

18. Гобеджишвили М.В. Макулярный отек при псевдофакии/ М.В. Гобеджишвили, С.Ю. Астахов, А.А. Куглеев // Офтальмологические ведомости. – 2011. – Т.4, №4. – С. 57-59.
19. Blecher M.H. Surgical strategies for the management of zonular compromise / M.H. Blecher, M.R. Kirk // Current Opinion in Ophthalmology. – 2008. – Vol. 19. – P. 31–35.
20. Иошин И.Э. Внутрикапсульное кольцо - профилактика осложнений экстракции катаракты при подвывихе хрусталика / И.Э. Иошин, С.Н. Багров, И.А. Маклакова и др. // Офтальмохирургия. — 2002. — № 1. — с.25-28.
21. Белоноженко Я.В. Стабилизация положения ИОЛ при факоэмульсификации катаракты сочетающейся с инволюционным подвывихом хрусталика первой степени: диссертация ... кандидата медицинских наук/ Я.В. Белоноженко. — Хабаровск, 2018. — 152 с.
22. Кожухов А.А. Фиксация различных типов заднекамерных интраокулярных линз в осложненных случаях хирургии катаракты / А.А. Кожухов // Современные технологии в офтальмологии. – 2017. – № 6. – с.48-49.
23. Потемкин В.В. Способы хирургической коррекции дислокаций интраокулярных линз и афакии (обзор литературы)/ В.В. Потемкин, Е.В. Гольцман // Ученые записки СПбГМУ им. И.П. Павлова. — 2019. — Т. 26, №1. — с. 20-28.
24. Воронин Г.В. Первый опыт применения интраокулярной линзы с фиксацией к радужке у больных с открытоугольной глаукомой / Г.В. Воронин, Н.А. Машкова // Вестник офтальмологии. – 2012. – Т.128. - № 6. - С. 38-40.



25. Тахчиди Х.П. Бесшовная фиксация ИОЛ в цилиарной борозде при псевдоэксфолиативном синдроме / Х.П. Тахчиди, Е.Н. Пантелеев, Н.П. Яновская и др. // Офтальмохирургия. – 2009. – №4. – с.14-19.
26. Price M. O. Late dislocation of scleral-sutured posterior chamber intraocular lenses / M. O. Price, F. W. Jr. Price, L. Werner et al. // Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2005. – Vol. 31, № 7. – P. 1320–1326.
27. Achieving Excellence in Cataract Surgery: A Step-by-Step Approach /Colvard M.; Edited by D. Michael Colvard, MD, FACS. — 2009. — 150 p.
28. Thiagarajan M. Comparison of visual performance with an aspheric intraocular lens and a spherical intraocular lens / M. Thiagarajan, R. McClenaghan, David F. Anderson // Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2011. — vol.37. — issue 11. — P. 1993-2000.
29. Розанова О.И. Показатель корнеальной сферической аберрации как фактор выбора оптического дизайна ИОЛ / О.И. Розанова // Современные технологии в офтальмологии. – 2014. – № 3. – с.212
30. Rubenstein, Jonathan B. Approaches to corneal astigmatism in cataract surgery / Jonathan B. Rubenstein, Michael Raciti // Current Opinion in Ophthalmology. – 2013. – Vol. 24 - Issue 1 – p. 30-34
31. Behndig, A. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study / A. Behndig et al. // Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2012. – Vol. 38, №7 – P. 1181-1186.
32. Хрипун К.В. Хирургическая коррекция астигматизма во время и после экстракции катаракты: диссертация ... кандидата медицинских наук / К.В. Хрипун; «Первый Санкт-Петербургский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова» Минздрава России. – Санкт-Петербург, 2016/ – 24 с.: ил

33. de Silva SR. Multifocal versus monofocal intraocular lenses after cataract extraction / S.R. de Silva, J.R. Evans, V. Kirthi et al. // Cochrane Database of Systematic Reviews. — 2016. — Issue 12. — Art. No.: CD003169.
34. Alió, J.L. Multifocal intraocular lenses: The art and the practice/ J.L. Alió, J. Píkel. — Springer, 2014. — 266 p.
35. Cumming J. Clinical evaluation of the Crystalens AT-45 accommodating intraocular lens. Results of the U.S. Food and Drug Administration clinical trial / J. Cumming, D. Colvard, S. Dell et al. // Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2006. — Vol.32. — p. 812-825.
36. Breyer, Detlev R.H. Multifocal Intraocular Lenses and Extended Depth of Focus Intraocular Lenses / Detlev R.H. Breyer, Hakan Kaymak, Timon Ax et al. // Asia-Pacific Journal of Ophthalmology. — 2017. — Volume 6. — Issue 4. — p. 339-349
37. Rocha K.M. Extended depth of focus IOLs: the next chapter in refractive technology? / K.M. Rocha // Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2017. — Vol.33. — p.146–149.
38. Liu J. Efficacy and safety of extended depth of focus intraocular lenses in cataract surgery: a systematic review and meta-analysis/ J. Liu, Y. Dong, Y. Wang. // BMC Ophthalmology. — 2019. — Vol.19, №1. — p.198.
39. Джаши Б.Г. Анализ результатов применения ИОЛ с расширенной зоной глубины фокуса / Б.Г. Джаши, Ю.С. Серков, А.И. Щава. // Современные технологии в офтальмологии. — 2017. - №7 — с. 40-41
40. Rodríguez-Galietero A. Comparison of contrast sensitivity and color discrimination after clear and yellow intraocular lens implantation / A. Rodríguez-Galietero, R. Montés-Micó, G. Muñoz, C. Albarrán-Diego // Journal of Cataract & Refractive Surgery. — 2005. — Vol. 31. — P. 1736–1740.

41. Колесников А.В. Торические ИОЛ Acrysof® Torik® - эффективность одноэтапной хирургии катаракты и роговичного астигматизма. / А.В. Колесников, О.В. Шевякова // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии - 2012: Материалы науч.-практ. конф. — Москва, 2012. — С. 84
42. Терещенко Ю.А. Исследование особенностей развития помутнений задней капсулы хрусталика после факоэмульсификации возрастной катаракты при имплантации ИОЛ из различных материалов / Ю.А. Терещенко, В.В. Егоров, Е.Л. Сорокин и др. // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии - 2012: Материалы науч.-практ. конф. — Москва, 2012. — С. 152-156.
43. Packer M. Meta-analysis and review: effectiveness, safety, and central port design of the intraocular collamer lens // Clinical Ophthalmology. – 2016. – Vol.10. – P. 1059-1077
44. Темиров Н.Э. Клинические результаты коррекции афакии и пресбиопии мультифокальными ИОЛ с асимметричной ротационной оптикой Lentis Mplus / Н.Э. Темиров, П.Б. Вакарев, Н.Н. Темиров // Современные технологии катарактальной и рефракционной хирургии: Сб. научных статей. – Москва, 2013. – С. 167-175
45. Луговской А.Е. Оценка степени комфортности зрения после имплантации мультифокальной интраокулярной линзы Lentis Comfort у пациентов с наличием монофокальной интраокулярной линзы на парном глазу / А.Е. Луговской, Е.Л. Сорокин // Современные технологии в офтальмологии. — 2019. — № 2 (27). — С. 52-55.
46. Першин К.Б. Особенности расчета оптической силы иол у пациентов с аксиальной длиной глаза 24-28 мм без предшествующих рефракционных

вмешательств. / К.Б. Першин, Н.Ф. Пашинова, А.Ю. Цыганков и др. // Офтальмология. – 2016. – Т.13, №2. – с. 89-96

47. Федоров С.Н., Колинко А.И., Ивашина А.И. Методика расчета оптической силы интраокулярной линзы // Вестник офтальмологии. — 1967.— № 80.— С. 27-31.

48. Балашевич Л.И. Результаты использования формулы С.Н. Федорова для расчета силы заднекамерных интраокулярных линз / Л.И. Балашевич, Е.В. Даниленко // Офтальмохирургия. – 2011. – №1. – С. 34-38.

49. Жежелева Л.В. Персонализированный алгоритм расчета оптической силы интраокулярных линз у пациентов с катарактой после перенесенной ранее радиальной кератотомии: диссертация ... кандидата медицинских наук: – Москва, 2017. – 140 с.: ил.

50. Narváez J. Accuracy of intraocular lens power prediction using the Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, and SRK/T formulas. / J. Narváez, G. Zimmerman, R.D. Stulting // Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2006 – Vol.32 (12). – p.2050-2053.

51. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula / J. Retzlaff // Journal – American Intra-Ocular Implant Society. – 1980. – Vol.6. – P. 148-152.

52. Sanders D. Comparison of the SRK II™ formula and other second generation formulas / D. Sanders, J. Retzlaff, M. Kraff // Journal of Cataract and Refractive Surgery. – 1988. – Volume 14. – Issue 2. – p.136-141

53. Holladay J. A three-part system for refining intraocular lens power calculations / J. Holladay, K. Musgrove, T. Prager et al. // Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 1988. – Volume 14. – Issue 1. – p. 17-24

54. Retzlaff J. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula / J. Retzlaff, D.Sanders, M. Kraff // Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 1990. – Volume 16. – Issue 3 – p. 333-340
55. Hoffer K. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas / K. Hoffer // Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 1993. – Volume 19. – Issue 6. – p. 700-712
56. Haigis W. Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation / W. Haigis // Saudi Journal of Ophthalmology. – 2012. – Vol.26, №1. – p. 7-12.
57. Першин К.Б. Алгоритм выбора формулы для расчета оптической силы ИОЛ при экстремальной миопии / К.Б. Першин, Н.Ф. Пашинова, А.Ю. Цыганков и др. // Точка зрения. Восток - Запад. – 2016. – № 1 - с.64-67
58. Hoffer K. Clinical results using the Hoiladay 2 intraocular lens power formula / K. Hoffer // Journal of Cataract & Refractive Surgery. – 2000. – Vol. 26. – P. 1233-1237